

⑩ 日本国特許庁(JP)

⑪ 特許出願公開

⑫ 公開特許公報(A)

昭64-80346

⑬ Int.Cl.<sup>4</sup>

A 61 B 6/00

識別記号

3 5 0  
3 3 3

庁内整理番号

N-7232-4C  
7232-4C  
2122-2G

⑭ 公開 昭和64年(1989)3月27日

G 01 N 23/04

審査請求 未請求 発明の数 1 (全5頁)

⑮ 発明の名称 X線画像装置

⑯ 特 願 昭62-234918

⑰ 出 願 昭62(1987)9月21日

⑱ 発 明 者 木 戸 長 一 郎 愛知県愛知郡日進町大字折戸字笠寺山62  
 ⑱ 発 明 者 堀 田 勝 平 岐阜県多治見市旭ヶ丘8丁目29番210号  
 ⑱ 発 明 者 羽 田 卓 也 東京都八王子市天神町5-2  
 ⑲ 出 願 人 日本アイデント・グラ フ株式会社 東京都八王子市天神町5番地の2  
 ⑲ 出 願 人 木 戸 長 一 郎 愛知県愛知郡日進町大字折戸字笠寺山62  
 ⑲ 出 願 人 堀 田 勝 平 岐阜県多治見市旭ヶ丘8丁目29番210号

## 明 細 書

## 1. 発明の名称

X線画像装置

## 2. 特許請求の範囲

低放射線レベルで微小焦点の軟X線を被検査部に照射するX線照射装置と、該X線照射装置の加速電圧を複数段階で切換える高速切換手段と、前記被検査部からの透過X線を可視像に変換するイメージインテンシファイヤと、前記可視像をビデオ信号に変換するテレビカメラと、前記ビデオ信号の雑音を除去する積分器と、前記高速切換手段により得られるX線照射量の異なる複数のビデオ信号の書き込み及び読出を、それぞれ行なう複数の画像メモリと、該画像メモリに記憶されたビデオ信号を加算或は減算する演算手段と、該演算手段で演算された画像情報のコントラストを強調するコントラスト強調器と、前記演算手段で演算された画像情報の輪郭を強調する輪郭強調器と、前記画像メモリから読出した画像を監視するテレビモニタと、前記演算手段で演算された画像情報をフ

ァイルする記録手段とを有することを特徴とするX線画像装置。

## 3. 発明の詳細な説明

## &lt;産業上の利用分野&gt;

本発明はX線画像装置、特に乳房などの人体軟部組織の透過像を得るに最適なX線画像装置に関するものである。

## &lt;従来の技術&gt;

一般に癌の治療効果を高めるためには、その早期発見が不可欠であることが知られており、一方、統計上今世紀末には、乳癌が発生率及び死亡率において日本女性の癌の第1位を占めることが予想されることから、近年乳癌の早期発見のための集団検診の必要性が提唱されている。

従来、乳癌の検診は触診が主たる方法であったが、近年は乳房などの軟部組織でX線吸収率の高い軟X線を用い、乳房透過像をフィルムに撮影する方法も行なわれている。

## &lt;発明が解決しようとする問題点&gt;

しかし、軟X線は乳房組織による吸収減衰量が

多いため、フィルム撮影で鮮明な画像を得ようとすると、照射放射線量を多くしなければならず、被曝による悪影響が多くなるという難点がある。

前述の吸収減衰量を減少させるには、通常のX線撮影用に用いられる軟X線よりも波長の短いX線を用いることが考えられるが、波長の短いX線は透過力が大きいために、乳房組織及び癌組織の両方共貫通してしまい、癌組織の識別を行なうことが難しい。

本発明は、前述したような軟X線による乳房組織の透過像を用いる検診の現状に鑑みてなされたものであり、その目的は被曝線量を低減させ、且つ鮮明な乳房組織の画像を得ることが出来るX線画像装置を提係することにある。

#### <問題点を解決するための手段>

前述の目的を達成するために本発明では、低放射線レベルで微小焦点の軟X線を被検査部に照射するX線照射装置と、該X線照射装置の加速電圧を複数段階で切換える高速切換手段と、前記被検査部からの透過X線を可視像に変換するイメージ

ンテンシファイヤと、前記可視像をビデオ信号に変換するテレビカメラと、前記ビデオ信号の雑音を除去する積分器と、前記高速切換手段により得られるX線照射量の異なる複数のビデオ信号の書き込み及び読出をそれぞれ行なう複数の画像メモリと、該画像メモリに記憶されたビデオ信号を加算或は減算する演算手段と、該演算手段で演算された画像情報のコントラストを強調するコントラスト強調器と、前記演算手段で演算されたビデオ信号の輪郭を強調する輪郭強調器と、前記画像メモリから読出した画像を監視するテレビモニタと、前記演算手段で演算された画像情報をファイルする記録手段とを有する構成となっている。

#### <作用>

本発明では、低放射線レベルで微小焦点の軟X線が、X線照射装置から例えば乳房である被検査部に照射される。この際、高速切換手段によってX線照射装置の加速電圧が、例えば25〜50KVの範囲で複数段階に切換えられるので、乳房の異なる組織、例えば軟部組織が薄い組織部分とリン

節近傍の胸骨部の組織部分とが、それぞれ異なる加速電圧の軟X線で複数回ずつ照射される。

そして、このようにして得られた被検査部の透過X線はイメージンテンシファイヤによって可視像に変換され、この可視像がテレビカメラによってビデオ信号に変換され、積分器により同一ビデオ信号が複数回積分されてビデオ信号のランダム性の雑音が減少される。

それぞれの加速エネルギー電圧の軟X線で照射されたビデオ信号は、このようにして積分器で雑音が減少され、それぞれ対応する画像メモリに記憶される。次いで、これらの画像メモリに記憶されているビデオ信号が読み出され、演算手段によって加算或は減算処理が施され、コントラスト強調器によりコントラストが強調され、輪郭強調器によって輪郭が強調され、その結果被検査部の画質が改善され、情報量の多い軟X線透過像が得られる。

#### <実施例>

以下、本発明の実施例を、該実施例の構成を示すブロック図を用いて詳細に説明する。なお、実

施例ではX線管球としてMo回転陽極で焦点の直径が100 $\mu$ 〜200 $\mu$ のものをを用い、その加速電圧が26KVと43KVの二段階に高速切換手段により切換可能な構成のものについて説明する。

図に示すように、制御コンピュータ21が信号線で操作制御部1に接続され、この操作制御部1にX線制御部2が接続され、X線制御部2の出力端子にはX線管球3が接続されている。

このX線管球3からの軟X線が、被検査部4に照射され、被検査部4からの透過X線がイメージンテンシファイヤ5に入射するように、X線管球3とイメージンテンシファイヤ5間に被検査部4が配設されている。

そして、イメージンテンシファイヤ5の蛍光面で得られた画像が光学レンズ系を通してテレビカメラに接続されている。このテレビカメラ6の出力端子はビデオ増幅器7の入力端子に接続され、ビデオ増幅器7の出力端子がAD変換器8の入力端子に接続され、AD変換器8の出力端子は積分器の入力端子に接続されている。

また、積分器9の出力端子は画像メモリ10或は画像メモリ11の入力端子に切換接続可能とされ、画像メモリ10及び画像メモリ11の出力端子は、切換器22を介して加算器12及び減算器13の入力端子に接続されている。

さらに、加算器12或は減算器13の出力端子が切換選択されて画像メモリ14の入力端子に接続可能に構成され、画像メモリ14の出力端子はコントラスト強調器16の入力端子に接続され、コントラスト強調器16の出力端子がテレビモニタ17の入力端子に接続されている。

また、前述の画像メモリ14は、信号線によって輪郭強調器15、レーザディスク18及びGPIB外部インターフェイス19に接続され、GPIB外部インターフェイス19は、信号線によってホストコンピュータ20に接続されている。

そして、操作制御部1によって積分器9の出力端子の画像メモリ10或は画像メモリ11の入力端子への切換接続、切換器22の操作及び加算器12或は減算器13の出力端子の画像メモリ14

50ミリレントゲン程度のものであり、現在肺の透過撮影に使用されている波長が $1.0 \sim 0.5 \text{ \AA}$ と短かく放射線レベルが300～800ミリレントゲンのX線よりも長波長で放射線量が十分に低いものである。

また、この軟X線は固定支持器で挟持された乳房を側方に貫通して照射され、この場合X線管球3とイメージインテンシファイヤ4間に乳房が位置され、X線の透過個所による減衰量の不均一性はX線管球3内に設けられているBe製補償フィルタにより補償されている。

このようにして乳房を透過した軟X線は、イメージインテンシファイヤ5によって可視像に変換され、この可視像はテレビカメラ6によってビデオ信号に変換される。

そして、このビデオ信号はビデオ増幅器7により増幅された後に、A/D変換器8を介して積分器9に供給される。

このようにして、積分器9に供給されたビデオ信号は、同一映像が複数回積分され、これによっ

ての入力端子への切換接続が行なわれるようになっている。

このような構成の本発明の実施例において、X線制御部2及びX線管球3がX線照射装置を構成し、操作制御部1及びX線制御部2が高速切換手段を構成し、加算器12及び減算器13が演算手段を構成している。

以上に述べたような構成の本発明の実施例について、その動作を次に説明する。

オペレータが操作制御部1を始動操作すると、予め制御コンピュータ21に記憶されているプログラムに従ってX線画像装置は逐次動作する。

まず、操作制御部1が始動操作されることにより、X線制御部2からは第1の切換信号がX線管球3に入力され、X線管球3の加速電圧は例えば26KVに設定され、X線管球3からは加速エネルギー電圧が26KVの微小焦点の軟X線が放射され、この軟X線が例えば乳房である被検査部4に所定の微小時間の間照射される。この時に発生する軟X線は、波長が数 $\text{\AA}$ 程度で放射線レベルが30～

ランダム性の雑音は減少し、積分回数を $n$ とするとランダム性の低線量X線に起因する量子雑音は $1/\sqrt{n}$ に減少する。

このようにして積分処理されたビデオ信号は、画像メモリ10に静止画像として記憶され、記憶が完了した時点で操作制御部1に切換命令が与えられ、X線制御部2からは、第2の切換信号がX線管球3に入力される。

このため、X線管球3の加速エネルギー電圧は、例えば43KVに設定され、X線管球3からは加速エネルギー電圧が43KVの微小焦点の軟X線が放射され、この軟X線が乳房に所定の微小時間の間照射される。そして、この加速電圧が43KVの微小焦点の軟X線により、前述の26KVの場合と同様にして積分処理されたビデオ信号が得られ、このビデオ信号は画像メモリ11に記憶される。

次に、このようにして画像メモリ10及び画像メモリ11に記憶された各画像情報が、切換器22の切換操作によって加算器12で加算され、画像メモリ14に記憶される。

このような加算処理を施すことにより、軟部組織の比較的薄い部分の像から、リンパ節近傍の胸骨部の透過像まで広いダイナミックレンジにわたる信号を収集することが可能になる。なおこの場合、信号がオーバーフローしないように画像メモリ14のメモリの深さ方向のビット容量は充分大きな値に設定されている。

また、切換器22の操作によって画像メモリ10及び画像メモリ11の情報を減算器13により減算し、その結果を画像メモリ14に記録することもでき、この場合はエネルギー減算が実行され、エネルギーによる透過率の差異のある画像が強調される。このようにすると、例えば患部石灰化像などが明確に表示される。またこの場合は、エネルギーに無関係な成分が除去されるのでシェーディングが大幅に改善されるという効果が得られる。

このようにして画像メモリ14に記憶された情報は、輪郭強調器15に供給され、輪郭強調器15は入力信号を微分フィルタ、ハイパスフィルタによって画像の空間周波数の高周波成分を強調処理

し、物体の輪郭強調を行なう。そしてこの処理が終了した信号は、再び画像メモリ14に記憶された後にテレビモニタ17によってモニタされる。また、画像メモリ14に記憶された信号は、コントラスト強調器16に入力され、全面面にわたって特定の階調成分を強調したコントラストの改善が行なわれる。

このようにして全面面のうち乳癌の出来ている患部を特に強調するようにしている。この強調処理は、例えばこの装置が1000階調のコントラスト識別能力を有し、撮影された患部部分のコントラストが50階調のレベルに位置していたとすると、50階調のコントラストレベルを700~800程度の階調レベルに変換する。

これにより、画面全体を均一なコントラストで観察していた場合、患部は50階調の分解しか出来なかったものが、この処理によって700~800階調の分解が出来るようになる。

また、画像メモリ14に記憶されたデータは、フルデータのままレーザディスク18にディジタ

ル信号で記録することができ、また任意に読み出すことが出来るのでフィルムが不要となる。この場合、5インチのレーザディスクで約400人分の記録が出来るので、低コストで集団検診に最適な装置が提供される。

さらに、このデータをGPIB外部インターフェイス19を介してホストコンピュータ20へ送信することにより自動診断化が実現される。

一般に乳房に出来るしこりには、脂肪の固まりによるものと乳癌により出来る石灰化された核を有するものがある。このため、均一なコントラストによって観察すると両者は単なるしこりとしてしか写らないが、前述のようにコントラスト強調とさらにエネルギー加減処理をした場合は、しこりの中の石灰化像を明瞭に識別出来るので、しこりが乳癌によるものか否かを正確に診断することが出来る。

従来この識別は、触診によって医師が判断していたので、その識別には熟練を要していたが、本発明の実施例によれば熟練を要せずに識別を行な

える。

なお、実施例においては乳癌の検診用に使用する場合を説明したが、本発明は実施例に限定されるものでなく、従来のX線では完全に透過してしまっただけの撮影することが出来なかった乳幼児の検診や、生鮮食料品の内部観察に、本発明を使用することも出来る。

また実施例においては、高速切換手段が二段階に切換えられるものについて説明したが、本発明は実施例に限定されるものでなく、高速切換手段が三段階以上に切換えられる構成とすることも出来る。

#### <発明の効果>

以上詳細に説明したように、本発明では加速電圧を切換えた状態で軟X線による被検査部の透過画像を得、この透過画像を電気信号に変換して、積分処理、演算処理、輪郭強調及びコントラスト強調を行なうので、被検査部の組織の変化に対応した詳細で明確な観察を行なうことが出来る。

さらに、観察データを画像メモリに記憶させモ

ニタで監視していると共に、レーザディスクに記録出来るので高価なフィルムを使用する必要がなく、集団検診を経済的に行なうことが出来る。

また、低レベルの軟X線を使用しているのも、オペレータや被検者の被曝線量が大幅に低減されると共に、ホストコンピュータによる自動診断をも行なうことが出来る。

#### 4. 図面の簡単な説明

図は本発明の実施例の構成を示すブロック図である。

1…操作制御部、2…X線制御部、3…X線管球、4…被検査部、5…イメージインテンシファイヤ、6…テレビカメラ、9…積分器、10、11、14…画像メモリ、15…輪郭強調器、16…コントラスト強調器、17…テレビモニタ。

特許出願人

日本アイデントグラフィック株式会社(ほか2名)

